

디지털 X-선 촬영 시스템에 관한 연구

민병구 · 박광석 · 이태수 · 김종효
한만청* · 임정기*

= Abstract =

A Study on the Computerized X-ray System

Byoung-Goo Min, Kwang-Suk Park, Tae-Soo Lee, Jong-Hyo Kim,
Man-Chung Han*, Jung-Kee Lim*

A digital X-ray system was developed using photo-diode arrays. Images were collected with $1,024 \times 1,024 \times 10$ bit resolution and 0.5 sec acquisition time. And collected images were processed and restored using computer algorithms. For the normal and the patient, we obtained the digital X-ray images using the developed system.

1. 서 론

Digital radiography 라는 말은 기존의 film 을 사용하는 촬영 방법이나 image intensifier tube 를 사용하는 투시촬영방법에 대하여, 광다이오드소자나 기타의 변환소자를 이용하여서 X-선을 전기적 신호로 변환시킨 후 digital computer 에 연결시키는 형태의 X-선을 이용한 촬영방법을 총괄하여 나타내기도 하나, X-선 촬영전수 중에서 가장 많은 비중을 차지하고 있는 흉부 X-선 촬영방법의 digital system 화에 한하여서 국한적으로 많이 사용되고 있다.

Film 형태로 얻어진 X-선 영상을 다시 digitize 하여서 digital computer 에 입력시키는 방법의 연구도 미국의 여러 연구기관등에서 연구되어 왔으나, 여기서 말하는 digital radiography 라는 것은 이것과는 또 다른 새로운 형태의 변환기를 사용하여서 많은 부분이 새로운 형태로 구성된 것을 말한다.

이 digital radiography system 은 C.T., ultrasound imaging system, NMR 등 방사선과 영역의 imaging system 의 digital 화 및 digital computer 의 발달 및 기능의 다양화, data 통신의 발전, 질병의 복합화에 따른 임상 및 진단 결과의 종합분석, 병원내의 국소 통신망 구성을 통한 병원 정보 및 업무처리의 신속화의 요구에 의한 필수적인 장비로 등장하게 되었다.

특히 기존 시스템에서 제한되었던 산란효과의 제거 및 contrast 개선등 진단의 질을 한층 개선시킬 수 있어, 폐암등 각종 질병의 조기진단과 방사선과 영역에서의 흉부 X-선촬영의 역할증대 및 진단의사의 능률향상등이 판단되어 의학적인 진단에서의 가치등을 고려해 볼때 그 필요성은 절대적이다.

Sashin 등은 광다이오드 배열소자와 렌즈시스템을 이용하여서 디지털 X-선 촬영시스템을 구성하였다.

그러나 이 시스템의 경우 렌즈로 X-선으로부터 변환된 빛을 집속하고 있는데, 광량이 광다이오드를 효과적으로 동작시키기에는 적은 범위에 들어 양질의 화상을 얻기에는 조사되는 X-선의 양이 현저하게 증가하게 된다. 그후 렌즈 시스템을 사용하지 않고 고밀도의 광다이오드 소자를 배열하여 구성한 디지털 X-선 시스템을 제안하였으나, 광다이오드 소자의 가로와 세로의 크기가 100:1로 되어있어, 수직방향과 수평방향의 해

<1986.6.12 접수>

서울대학교 의과대학 의공학교실

*서울대학교 의과대학 방사선학교실

Dept. of Biomedical Eng. College of Medicine, Seoul National University

*Dept. of Radiology, College of Medicine, Seoul National University.

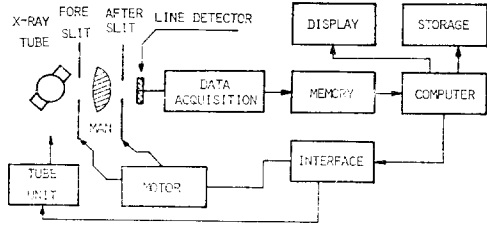


그림 1. 전체 시스템의 구성도.
Fig. 1. Block Diagram of the Developed System.

상도의 차이가 현저하고, field view 가 15 cm 정도로 작아 임상적인 이용가치가 충분하지 못하다. 또한 256 × 256 정도의 image 를 수집하는데 0.5초 정도의 시간이 걸려 X-ray tube 의 heat loading 등에 문제가 있다.

이밖에 현재의 투시(fluoro scopy) 방법을 개선하여 디지털화 하는 방법을 제시하고 있지만, 현재의 경우 field of view 가 큰 image intensifying tube 의 제작이 거의 불가능하고, 투시방법의 경우에는 image intensifying tube 에서의 contrast 및 해상도가 제한되어 고품질의 디지털화된 X선 영상을 검출하여 보기가 어렵다.

본 연구에서는 pixel size 가 0.6 mm × 1.3 mm 인 평다이오드 배열소자를 사용하여 X선 영상을 직접 검출하는 디지털 X선 촬영시스템을 구성하고 실험을 진행하였다.

2. 시스템 구성

개발된 디지털 X선 촬영 시스템의 구성은 그림 1과 같다.

1) X-ray Tube

X선을 발생시켜서 system 의 information 발생원으로 동작한다. X-ray tube 는 기존 촬영장비에 사용된 것을 이용하였으며 area beam 의 형태로 X선이 발생되어 나온다.

2) Fore slit

신체에 입사되는 X선을 fan beam 형태로 만들어 주어서 신체에 입사되는 X선의 양을 감소시켜 주고, 동시에 촬영된 X선 영상에서 산란효과로 작용될 수 있는 X선의 신체내의 입사를 신체의 전단에서 막아주는 역할을 한다.

3) After slit

신체를 투과하여온 X선중 1차, 2차 산란선을 막아 주고, aperture size 를 결정하여 주는 역할을 한다.

4) Line detector

X-ray 를 검출하는 부분으로 imaging intensifying screen 과 photodiode array 로 구성되어 있다. image intensifying screen 에서는 신체를 투과해 온 X선을 light 로 바꾸는 역할을 하고, photo-diode array 에서는 light 로 바뀐 신호를 electrical current 로 바꾸는 역할을 한다.

5) Data acquisition

Line detector 에서 검출되어 electrical current 로 바뀐 환자의 영상정보는 data acquisition part 에 의하여 처리된다. electrical current 로 변환된 정보를 일정한 간격의 시간으로 적분하여서 그 신호를 sample 하여, 해당되는 pixel 의 검출된 신호로 간주한다.

검출된 신호는 다시 multiplexer 를 통과하여서 parallel data 를 serial data 로 변환시켜 준다. serial data 로 변환된 data 는 A/D converter 에 의하여 digital data 로 변환된다.

Data acquisition part 는 data 를 수집하는데 소요되는 시간과 X선 exposure time 을 줄이기 위하여 4 개의 part 로 나누어 동시에 처리하도록 그림 2와 같이 구성하였다.

6) Memory

Data acquisition part 에서 A/D converter 에 의하여 digital data 변환된 data 는 memory unit 에 입력된다. Memory unit 는 high speed 로 data acquisition part 에서 출력되는 data 를 computer 에 입력하기 전에 high speed 로 저장하는 buffer memory 의 역할을 한다. Memory 의 size 는 1,024 × 1,024 × 12 (bit)로 하여 2-frame 을 저장할 수 있도록 하였으며, 저장된 data 를 computer 의 I/O port 를 이용하여 전송하도록 하였다.

7) Computer

D.R. 영상의 수집과 처리를 담당하고 전체 시스템을 제어한다. Buffer memory unit 에 저장되었다가 입력되는 data 에 대하여 다음과 같은 처리를 한다.

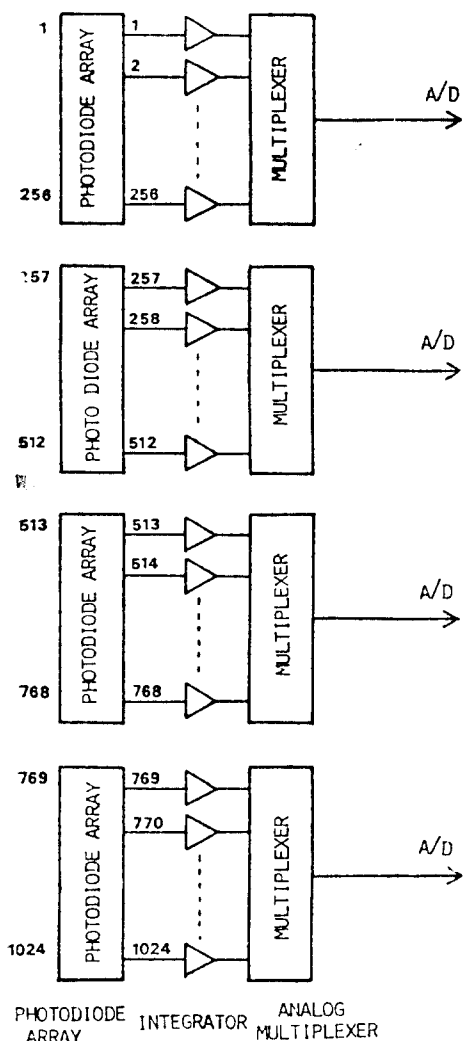


그림 2. 입력데이터 수집부의 구성도.
Fig. 2. Block Diagram of Input Data Acquisition Unit.

a) **Data composition:** 입력되어온 data 는 line detector 가 physical 하게 1개의 line 이 아니고 I.C.의 pin 을 연결하는 공간에 의하여 3개의 line 에서 얻은 data 이다. 이렇게 검출된 data 를 다시 구성하여서 1개의 line 에서 검출한 것과 같은 format 으로 구성하여 준다.

b) **Sensitivity calibration:** photo-diode 의 각 pixel 간의 sensitivity 가 다른 경우, 촬영된 영상에서의 pixel sensitivity 의 차이에 의한 strip noise pattern 을 제거시켜 주기 위하여 pixel 의 sensitivity 차이를 검출하여서 calibration 하여 준다.

c) **X-ray ripple calibration:** X선 tube 에서 발생되어 나오는 X-ray 는 영상을 얻는 동안 constant 하지 않고 X선 tube 양단에 가해진 전압의 fluctuation 에 따라서 ripple 이 생기게 된다.

이것은 입사되는 X선의 절대량이 변화하게 되는 것이므로 측정되는 X선의 양도 따라서 변화하게 되어 촬영된 영상에 나타나게 된다. 이 X-ray 의 ripple 을 제거시켜 주기 위해 calibration 을 시행하여 그 영향을 제거시켜 주었다.

d) **Data formatting for display:** display 의 unit 가 $512 \times 512 \times 8$ bit 이므로 display 형태에 맞도록 data 를 가로 세로 1/2씩 압축하여 display 하도록 하거나, D.R. 영상 중 1/4에 해당하는 부분만 $512 \times 512 \times 8$ bit 의 해상도로 display 하도록 한다.

e) **System 의 control:** 각종 system 동작에 필요한 신호를 발생시켜 주어 전체 시스템을 제어한다.

f) **Further processing:** dual KVP imaging 을 얻기 위한 computation, 또는 contrast enhancement, histogram equalization 등 image processing 을 담당하여 처리한다.

8) **Display:** 촬영된 영상을 display 하는 part 로 17 inch Black and White monitor 와 $512 \times 512 \times 8$ bit 의 display memory 로 구성되어 있다.

9) **Storage:** 촬영된 영상을 저장하는 unit 로 floppy diskette 을 사용하고 있다.

10) **Tube unit:** X선을 발생시키는 부분으로, X선 tube 와 high voltage transformer, system control panel 등으로 되어 있다. KVP, mA, exposure time 을 선택하여 사용할 수 있다.

11) **Motor:** D.R. system 을 구동시켜 준다. Line detector 를 사용하여 2차원적 영상을 얻는 것이므로 구동 시스템이 필수적이다. D.C. servo motor 를 이용하여서 line detector 가 선형운동을 하도록 하였다.

12) **Interface:** 전체 시스템을 제어하기 위하여 computer 의 제어부와의 interface 를 구성하였다. computer 와 driving system 사이에, computer 와 X-ray tube unit 사이에 각각 interface 회로를 구성하였다.

3. 시스템의 조정

1) Alignment of the system

Scattering 을 제거하여 주고 환자에게 조사되는 X선의 양을 감소시켜 주기 위해 환자와 X선 tube 사이에 fore slit 을 설치하였다.

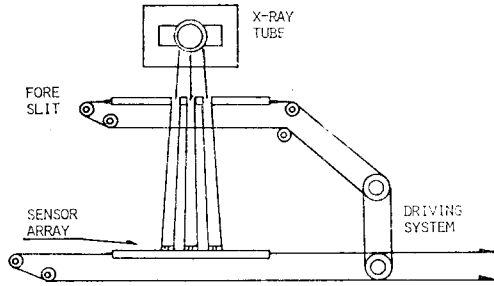


그림 3. Fore slit 을 사용한 system 의 단면구조
Fig. 3. Sliced view of the system with Fore Slit.

본 시스템은 선형 검출소자를 써서 구동을 하여 영상을 수집하는 방법이기 때문에 X선의 조사시간이 기존의 film 을 이용한 방법에 비해서 길다. 이것은 fore slit 이 motor 로 구동되는 동안에, 환자를 통과하여서 선형 검출기에 입력된 부위의 X선만을 통과시켜 주고, 환자에게 X선의 피복량만 증가시키고, scattering ray 가 검출기에 입력될 수 있는 나머지 부위의 X선은 차단시켜 주는 역할을 한다.

그림 3에 fore slit 을 사용한 system 의 단면구조를 보였다.

본 system 에서 fore slit 은 detector 의 array 가 1열로 배열되어 있지 못하고 3열로 배열되어 있기 때문에 3열로 제작하였다.

slit 과 slit 사이에 간격은 1.0 cm 이고 slit 폭은 1.5 mm 이다. Fore slit 과 linear photodiode detector system 사이의 alignment 는 steel wire 로 연결하여, 동시에 움직이게 하였고, 움직이는 거리의 비는 pulley 의 비에 맞추어 제작하였다.

처음 한 위치에서 fore slit 을 통과한 X선이 detector 의 정확한 위치에 오도록 조성한 다음, 위치를 옮겨서 두번째, 세번째의 위치에서도 같은 조작을 반복하여 fore slit 과 detector 간의 alignment 를 시행하였다.

2) Calibration

1,024개의 photodiode cell 들을 통하여서 받은 영상은 photo-diode cell 의 sensitivity 차이와 각 channel 을 구성하고 있는 integration capacitor 의 channel 마다 각각 다른 total sensitivity 를 갖고 나타난다.

이러한 각 channel 간의 차이를 보상해주기 위하여

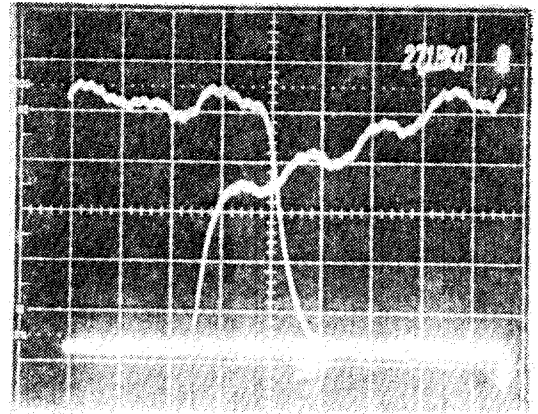


그림 4. X-ray 의 onset 과 fall-off 때의 ripple 패턴
Fig. 4. Ripple pattern of X-ray during onset and fall-off time.

서 channel calibration 을 시행해 주어야 한다.

calibration 을 다음의 두가지 방법으로 시행하였다. 첫번째 방법은 물체를 놓지 않고 촬영하였을 때의 image 에서 각 channel 간의 평균값을 구한 다음, 전체의 평균값과 비교해서 channel 평균값을 구하고, 전체의 평균값과 비교하여서 channel 평균값이 같아지도록 sensitivity calibration factor 를 계산하여 두었다가 물체를 놓고 촬영하는 경우에 각 channel 에 해당하는 scaling factor 를 곱하여서 calibration 하는 방법이다.

두번째의 방법은 첫번째의 방법이 sensitivity 차이만을 calibration 한 것에 비해서, 각 channel 마다 다르게 생길 수 있는 bias 를 제거시키도록 하였다. 즉 calibration 된 값을 X' 로 하면 X' 는 측정된 값 X 로부터 다음식과 같이 계산된다.

$$X' = SX + B$$

S 는 sensitivity 를 calibration 시켜주는 correction factor 이고 B 는 bias 를 correction 시켜주는 correction factor 이다. 두번째 방법에서 $B=0$ 이면, 첫번째 경우에 해당된다고 판단할 수 있다.

3) X-ray ripple 제거

본 시스템에서 사용한 X-ray tube 의 high voltage generator 는 삼상 전원을 사용한 것으로 voltage waveform 이 constant potential generator 의 경우와는 달리 약간의 ripple 을 가지고 있다.

물론 이러한 X선의 ripple 이 단상 X-ray high



그림 5. 정상인 1의 D.R.영상과 inverse contrast 영상.
Fig. 5. D.R. Image and its inversed image for the normal person 1.

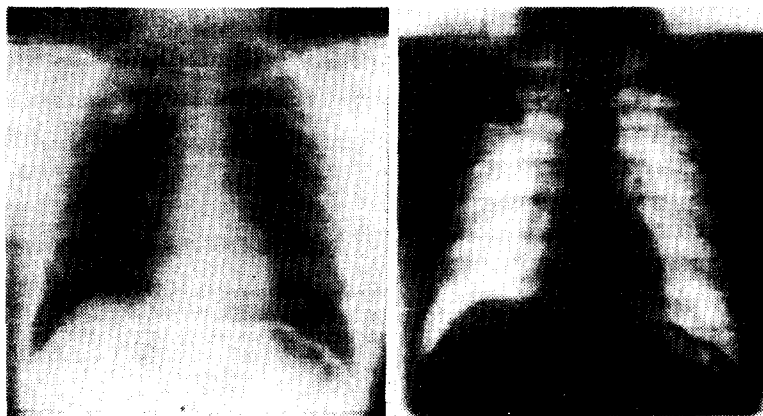


그림 6. 환자 1의 D.R.영상과 contrast enhancement 된 영상
Fig. 6. D.R. Image and Its Inversed Image for the patient 1.

voltage generator를 사용하는 경우와는 비교하여 볼 때 현저하게 감소되는 것은 분명하지만 기존의 삼상 high voltage generator를 사용하여서 scanning system을 통하여 영상을 얻은 경우에는, 영상에서 X-ray의 ripple에 의한 화질의 저하를 볼 수 있다.

이러한 X선의 ripple은 기존의 film을 사용한 방법처럼 2차원적으로 영상을 직접 얻는 경우에는 각 부위에 입사되는 X선의 양이 fluctuation이 있더라도 같게 되어서 그 영향이 나타나지 않으나, motor로 구동하여서 1차원적인 영상을 2차원으로 확대하는 경우에는 각 부위에서 data를 수집하는 시간이 다르기 때문에 시간에 따른 X선의 ripple이 영상에 커다란 효과를 미치게 된다.

그림 4에 본 시스템에서 X선의 ripple이 시간에 따라 변화하는 형태를 보였다.

이러한 X선의 ripple이 화질에 미치는 영향을 제거하기 위해서 다음의 방법을 사용하였다.

X선의 ripple이 화질에 미치는 영향을 제거하기 위

해서 Digital filtering 방법을 사용하는 경우에는 특정한 주파수 성분을 감소시키는 것이므로, 신호중에서도 같은 주파수 성분이 감소되어 잡음 성분이 제거됨과 동시에 신호 성분도 감소되어 영상의 일부가 감소됨을 볼 수 있다.

이러한 단점을 제거시켜 주기 위한 방법으로 special sensor를 X-ray의 ripple 검출용으로 설치하여서 X선의 변화를 측정하여서 측정된 data를 X선의 입력 양인 sensor의 output으로 조절시켜 주는 것이다.

이러한 경우에는 X선 영상의 특정한 주파수를 감소시킨다는 단점이 나타나지 않게 되고, 입사되는 X선의 양을 측정하여서 normalization하는 것이므로 신호성분의 저하는 없게 된다.

4. 결과 및 검토

개발된 digital radiography system을 이용하여서 정상인 2명과 환자 2명에 대해 D.R.영상을 촬영하였

다. 결과로 촬영된 영상은 아직 만족할만한 영상의 질을 지니고 있지 않지만, 개발된 시스템의 구조적, 기능적 성능을 충분히 발휘했다고 판단된다. 더욱 환자에 대하여 촬영한 영상에서 환자의 이상부위를 쉽게 판단할 수 있었으며, inverse contrast의 D.R.영상과 line density diagram을 이용하여 보다 쉽게 이상부위를 찾아내고, 이상부위의 가로, 세로의 density profile을 관측할 수 있었다.

또한 전체의 영상을 512×512의 해상도로 관측하기도 하고 이상부위가 있는 곳을 system의 실질적 해상도인 1,024×1,024로 확대하여 관독에 정확성을 기하도록 할 수 있다.

촬영된 정상인과 환자 각각 1명에 대한 D.R.영상을 그림 5와 그림 6에 나타내었다.

환자의 경우 왼쪽 윗부분의 이상부위를 쉽게 검출할 수 있다.

현재의 영상은 0.5 sec 동안 수집하여 얻은 영상으로 기계적인 특성에 의하여서 생기는 잡음을 포함하고 있다. 이러한 기계적인 잡음의 영향을 줄이기 위하여서 수집시간을 1 sec 정도로 증가시켜 data를 수집하면 된다. 또한 기존 film의 경우 촬영된 film density가 신체내의 투과계수와 거리에 비례하나, 본 시스템에서는 지수함수적인 관계가 있기 때문에 LOG 증폭기 또는 Look-up Table을 구성하여서 비례관계로 바꾸어 주어야 한다.

산란효과를 제거하기 위하여 사용한 slit의 효율과 구성된 디지털 X선 시스템의 영상특성 분석등은 앞으로 더욱 연구를 진행해야 할 부분이다. Tube의 전압과 전류의 fluctuation에 의한 영상에서의 ripple 효과를 analog 방법으로 제거시키는 방법에 관하여 연구중이며, 이중에너지를 이용하여서 신체의 조직을 구별하여 영상화하는 영상법예의 응용을 연구하고 있으며, 고해상도 고감도의 소자를 동시에 사용하여 영상의 질을 개선하기 위한 연구도 계속 진행중이다.

본 시스템에서는 신체를 투과하여온 X선을 빛으로 바꾸기 위하여서 image intensifying screen을 사용하였다. 이 image intensifying screen에서 발생하는 빛의 파장은 545 nm~550 nm의 녹색의 빛이다.

한편 빛을 검출하는 photo-diode array의 spectral sensitivity curve로 보면 peak sensitivity를 나타내는 파장이 880 nm로 되어있다. 이 peak sensitivity의 파장은 사람의 가시 광선 범위 400~700 nm를 벗어난 적외선에 가까운 파장이다.

그리고 photo-diode의 550 nm에서의 sensitivity

는 peak sensitivity의 57%정도 밖에 되지 않는다.

즉 현재의 기술로 구성된 본 시스템의 경우 Image intensifying screen과 system performance가 저하되어 있다. 바꾸어 말하면 일정한 출력을 얻기 위하여서는 sensitivity의 특성이 제공하지 못한 만큼은 입력을 증가시킴으로써 얻을 수 밖에 없게 된다. 이것은 입사되는 X선의 양을 증가시켜서 출력을 증가시키는 것인데, 이에 따라서 tube의 loading과 환자에게 조사되는 X선의 양이 함께 증가하게 된다.

이러한 문제점들 때문에 image intensifying screen과 photodiode의 spectral sensitivity의 matching이 중요한 문제가 된다.

현재의 기술로는 반도체 제작 기술상 silicon을 사용하여서 photo-diode를 제작하는 경우 spectral sensitivity가 대부분 850~900 nm 사이에 있어서, 두 번 환 장치 사이를 matching시켜서 효율을 높이기 위하여서는 X선을 phosphor를 이용하여서 빛으로 변환시키는 과정에서 phosphor의 종류를 따로 선택하여 880 nm 부위의 파장을 발생하도록 하는 것이 바람직하다.

5. 결 론

광다이오드 배열소자를 이용하여서 디지털 X선촬영 시스템을 구성하였다. 검출된 영상은 0.5초 동안에 수집되어 컴퓨터에 입력된다.

입력된 X선 data는 1,024×1,024×10 bit의 해상도를 갖으며 이 영상에서 512×512×8 bit를 선택하여 Monitor에 display한다.

정상인과 환자에 대하여 실험을 시행하여서 결과 영상을 수집하였다.

<본 연구는 과학기술처의 84~85년도 특정 개발연구와 서울대학병원 86년도 임상연구 보수에 의한 것임.>

참 고 문 헌

- 1) William R. Brody, et. al., "Dual-energy projection Radiography: Initial Clinical Experience". *AJR.*, Vol. 137, pp.201~205, AUG. 1981.
- 2) Robert G. Fraster, et. al., "Digital Radiography of the Chest: Clinical Experience with a Prototype Unit." *Radiology* Vol. 148, pp.1~5, JULY 1983.
- 3) S. Nudelman., et. al., "A study of Photoelect-

- ric-Digital Radiology-part 1: The Photoelectric Digital Radiography Department.* IEEE proc., Vol. 70, No. 7, JULY 1982.
- 4) S. Nudelman, et. al., "A Study of Photoelectric-Digital Radiography-Part 2: Cost Analysis of Photoelectric-Digital versus Film-Based System for Radiology," IEEE Proc., Vol. 70, No. 7, July 1982.
 - 5) S. Nudelman, et al., "A study of Photoelectric-Digital Radiography-Part 2: Image Acquisition Components and system Design". IEEE Proc., Vol. 70, No. 7 JULY 1982.
 - 6) Yoshie Kodea, "Absolute Speeds of Screen-Film Systems and Their Absorbed Energy Constants" Radiology Vol. 151. pp. 229~236, 1984.
 - 7) M. Pfeiler, et. al., "The imaging technique in conventional radiography: present and future possibilities" electromedica, Vol. 52. No. 1, 1984.
 - 8) G.A. Johnson, et. al., "A Survey of Digital Chest Radiography"., Radiologic Clinice of North America Vol. 21., No. 4, December, 1983.
 - 9) M. Ishida., et. al., "Digital Image Processing: Effect on Detectability of Simulated Low Contrast Radiographic Patterns". Radiology, Vol. 150: pp.569~575, 1984.
 - 10) W.D. Fooley., et. al., "The Effect of Varying Spatial Resolution on the Detectability of Diffuse Pulmonary Nodules", Radiology, Vol. 141, pp.25~31, Oct. 1981.
 - 11) D. Sashin., et. al., "Computerized Electronic Radiography", IEEE Frontiers of Computers in Medicine, pp.153~158, 19979.
 - 12) D. Sashin, et. al., "Recent Experience with Computerized Digital Radiography using Linear Diode Arrays", IEEE Frontiers of computers in Medicine pp.10~15, 1982.
 - 13) S. Rudin, et. al., "Conical Rotating Aperture Geometries in Digital Radiography", SPIE. Vol. 314, pp.77~80, 1981.
 - 14) D. Sashin, "Diode Array Digital Radiography: Initial Clinical Experience", AJR. Vol. 139. pp.1045~1050, Dec. 1982.
 - 15) M.M. Tesic, et. al., "Single slit Digital Radiography: Some Practical Considerations", AJR, Vol. 142, pp.697~702, April, 1984.
 - 16) M.M. Tesic, et. al., "Digital Radiography of the Chest: Design Features and Considerations for a Prototype Unit", Radiology, et. al., pp. 259~264, JULY, 1982.
 - 17) G.T. Barnes, et. al., "Digital Chest Radiography: Performance Evaluation of a Prototype Unit" Radiology, Vol. 154, pp.801~806, 1985.